

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

TST-97-PCT
reference ⑦

(11)Publication number : 2002-078684
(43)Date of publication of application : 19.03.2002

(51)Int.Cl.

A61B 5/00
G01P 15/00
G01P 15/12

(21)Application number : 2000-273700

(71)Applicant : JAPAN SCIENCE & TECHNOLOGY
CORP

(22)Date of filing : 08.09.2000

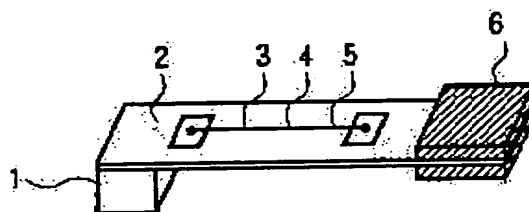
(72)Inventor : MORI KANEO

(54) PNEUMOENCEPHALOGRAM SENSOR

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a highly portable pneumoencephalogram sensor which detects signals generated when the skin of the head of a subject is deformed due to minute vibrations and emotions caused by the activity of the brain of the subject by easily fixing a micro-head to the skin.

SOLUTION: This acceleration type sensor 10 which is improved in gauge factor by changing the impedance of an amorphous CoSiB negative magnetostriction wire 4 having the diameter of 20 μm against a stress in a state where an AC current or pulsed current which causes the wire 4 to generate a skin effect is made to flow through the wire 4 is fixed to the skin of the head of subject A and detects dynamic time-sequential information (pneumoencephalogram) caused by the activity of the brain of the subject A.



BEST AVAILABLE COPY

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-78684

(P2002-78684A)

(43) 公開日 平成14年3月19日 (2002.3.19)

(51) Int.Cl.⁷

識別記号

FI

テマコード* (参考)

A 6 1 B 5/00

1 0 1

A 6 1 B 5/00

1 0 1 R

G 0 1 P 15/00

G 0 1 P 15/12

15/12

15/00

A

審査請求 未請求 請求項の数 7 OL (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願2000-273700 (P2000-273700)

(22) 出願日 平成12年9月8日 (2000.9.8)

(71) 出願人 396020800

科学技術振興事業団

埼玉県川口市本町4丁目1番8号

(72) 発明者 毛利 佳年雄

愛知県名古屋市天白区島田黒石1213番地

(74) 代理人 100089635

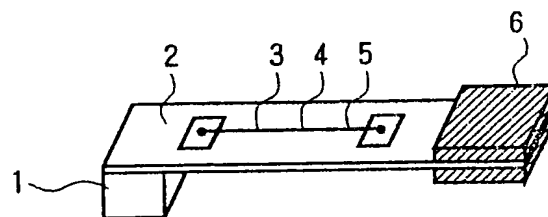
弁理士 清水 守

(54) 【発明の名称】 脳機図センサー

(57) 【要約】

【課題】 頭部皮膚にマイクロヘッドを簡単に固定し、脳活動に伴う微小振動および情感によって皮膚が変形して現れる信号を検出する、携帯性に富む脳機図センサーを提供する。

【解決手段】 20 μ m径のCoSiBアモルファス負磁歪ワイヤ4に表皮効果を発生させる交流電流またはパルス電流を通電した状態で応力に対して前記CoSiBアモルファス負磁歪ワイヤ4のインピーダンスを変化させ、ゲージ率を高めた加速度形センサー10を人体A頭部の皮膚に固定して脳の活動に伴う力学的時系列情報(脳機図)を検出する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 磁性体に表皮効果を生じさせる電流を通電した状態で応力に対して前記磁性体のインピーダンスを変化させ、ゲージ率を高めた加速度形センサーを人体頭部の皮膚に固定して脳の活動に伴う時系列情報を検出することを特徴とする脳機能センサー。

【請求項2】 請求項1記載の脳機能センサーにおいて、前記表皮効果を生じさせる電流は交流電流又はパルス電流であることを特徴とする脳機能センサー。

【請求項3】 請求項1又は2記載の脳機能センサーにおいて、前記加速度形センサーがアモルファス磁性体の応力インピーダンス効果を用いた加速度形センサーであることを特徴とする脳機能センサー。

【請求項4】 請求項3記載の脳機能センサーにおいて、前記アモルファス磁性体が負磁歪アモルファスワイヤであることを特徴とする脳機能センサー。

【請求項5】 請求項4記載の脳機能センサーにおいて、前記負磁歪アモルファスワイヤの直径が30ミクロン以下であることを特徴とする脳機能センサー。

【請求項6】 請求項4又は5記載の脳機能センサーにおいて、前記アモルファスワイヤを基板の片面に配置することを特徴とする脳機能センサー。

【請求項7】 請求項4又は5記載の脳機能センサーにおいて、前記アモルファスワイヤを基板の両面にそれぞれ配置し、前記アモルファスワイヤに互いに逆の応力が印加されるようにすることを特徴とする脳機能センサー。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、生体の脳活動に伴う頭皮の微小変形および微小振動の計測を行う脳機能センサーに関する。

【0002】

【従来の技術】 脳活動は、睡眠や光、音などの外的刺激に対する反射のほか、過去の悲しい思い出や未来への成功希求の想像などの高度な感情や情動などの脳活動も包括するものである。脳に関する研究は、現在欧米で先行し、日本においても戦略研究として1990年代に開始された。脳機能を総合的に解明する研究も脳研究の重要事項であり、種々の計測手段が使用されている。

【0003】 この脳機能の総合的計測には、長年脳波計が使用されている。脳波計は、1929年のドイツのベルガーの脳電図の発見以来発展し、長年に渡って最も普及している計測装置であるが、これは頭皮に電極を貼り付けて固定し、脳活動に伴うマイクロボルトレベルの微小電圧を検出するものである。

【0004】 電極の取付け方には、耳たぶなどを基準電位とする単極導出法と、対の電極を接近して設置する双極導出法の2種類がある。脳波の種類は、安静時の α 波(約10Hz)、覚醒・興奮時の β 波(17～30Hz)

γ 波、意識障害等の脳疾患時の δ 波(1～2Hzの不規則波)、 θ 波(4～8Hz)などが知られている。睡眠脳波の研究も広く行われており、初期睡眠脳波(13～15Hzの群波)、熟睡中脳波(0.5～3Hzの δ 波)などが知られている。

【0005】 また、外的刺激による誘発電位は、知覚刺激に特有な場所に現れ、視覚刺激には後頭部の視覚領に、聴覚刺激には側頭部の聴覚領に現れる。病的脳波としては、てんかんの大発作波、ウェーブアンドスパイク波、梯形波などが知られている。脳波の起源は不明であるが視知覚との関連が強いと考えられる。

【0006】 これに対して、最近脳磁波計測が広く研究されている。これは脳活動に伴う磁界を超伝導磁界センサー(超伝導量子干渉デバイス; SQUID)で検出するものである。この脳磁界は、頭部の皮膚表面近くでピコテスラ(pT, 10nG)の超微弱磁界として検出されるが、地磁気の1億分の1の大きさであるため、厳重な磁気シールドルームの中で、絶対温度4Kを液体ヘリウムで実現しながら、大掛かりで高価な超伝導装置で測定しなければならない。

【0007】 脳波(脳電図)および脳磁波(脳磁図)は、ともに脳活動に伴う電磁気量であり、起源は同一と考えられている。したがって、これらから得られる生体情報や医療情報には共通点が多い。脳磁図では、誘発部位がより詳しく測定できるとの報告があるが、研究は始まったばかりである。測定技術は、脳波測定がより簡単である。

【0008】 一方、皮膚表面の微細振動が脳波と相関があることが1966年に稲永によって報告され(稲永和豊:「Microvibrationと脳波」、精神医学, 8(3), 22～27(1966))、また、1993年に日本の生体工学研究所から、脳活動に伴って頭部皮膚面で微小振動が検出されたとの報告がなされた

(土子健朗:「生体表面微細振動の周波数変動と覚醒水準との関係」、人間工学, vol. 30, No. 3, 165～170(1994))。被験者のこめかみに圧電素子による加速度センサーを貼り付けて測定したところ、安静時に約7Hzの周期的振幅変調波状の振動が現れ、覚醒興奮時に5～15Hzの種々の周波数の振動が現れたとの報告である。しかし、これらのマイクロバイブレーションの信号は雑音と区別し難く、明解な脳機能を弁別することは容易ではない。

【0009】 この信号は、脳波や脳磁波とは異なり、電磁気量でなく力学量(機械的量)であるので、脳機能の計測や脳疾患の診断には脳波と互いに補完する情報と考えられる。この関係は、循環器系の心臓機能計測における心電図、心磁図と心機図(拍動図、心音図、動脈脈波図)の関係に対応し、疾患診断の精度を高める関係である。

【0010】 この頭部皮膚振動の計測は、脳電図や脳磁

図という電磁気信号とは異なる力学量信号であり、脳疾患の診断などに重要な情報を与えるものと考えられるが、皮膚振動の信号と雑音との区別が容易ではないので、より明解な皮膚の運動の計測法を開発する必要がある。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、上記状況に鑑みて、本願発明者によって既に提案されたアモルファス磁歪ワイヤの応力インピーダンス効果素子（特開平10-170355号）による高感度の加速度センサー（特願平11-366602号）をマイクロ化して、頭部皮膚に簡単に固定し、脳活動に伴う振動およびより大きな皮膚の変位を検出する、携帯性に富む脳機図センサーを提供することを目的とするものである。

【0012】ここで、「脳機図」(mechanoenkephalogram)という言葉はまだ存在しないと思われるが、これは本願発明者がこれまで心機図を研究してきた経緯から、心電図(electrocardiogram)と心機図(mechanocardiogram)との対比の関係を脳電図(electroencephalogram)との対比に相似させて提案する便利な言葉であり、脳活動に伴う機械的運動（振動）の時系列という意味である。

【0013】

【課題を解決するための手段】本発明は、上記目的を達成するために

〔1〕脳機図センサーにおいて、磁性体に表皮効果を生じさせる電流を通電した状態で応力に対して前記磁性体のインピーダンスを変化させ、ゲージ率を高めた加速度形センサーを人体頭部の皮膚に固定して脳の活動に伴う時系列情報を検出することを特徴とする。

【0014】〔2〕上記〔1〕記載の脳機図センサーにおいて、前記表皮効果を生じさせる電流は交流電流又はパルス電流であることを特徴とする。

【0015】〔3〕上記〔1〕又は〔2〕記載の脳機図センサーにおいて、前記加速度形センサーがアモルファス磁性体の応力インピーダンス効果を用いた加速度形センサーであることを特徴とする。

【0016】〔4〕上記〔3〕記載の脳機図センサーにおいて、前記アモルファス磁性体が負磁歪アモルファスワイヤであることを特徴とする。

【0017】〔5〕上記〔4〕記載の脳機図センサーにおいて、前記負磁歪アモルファスワイヤの直径が30μm以下であることを特徴とする。

【0018】〔6〕上記〔4〕又は〔5〕記載の脳機図センサーにおいて、前記アモルファスワイヤを基板の片面に配置することを特徴とする。

【0019】〔7〕上記〔4〕又は〔5〕記載の脳機図センサーにおいて、前記アモルファスワイヤを基板の両面にそれぞれ配置し、前記アモルファスワイヤに互いに

逆の応力が印加されるようにすることを特徴とする脳機図センサー。

【0020】アモルファス磁歪ワイヤ(CoSiB)は、直径が20μmの強韌弾性体でありかつ耐食性に優れた材料であるため、応力やひずみの検出に適している。このセンサーヘッドに応力インピーダンス効果(SI効果)を発生させてひずみゲージ率約4000の超高感度応力検出特性を発生させるための、CMOSインバータマルチバイブレータによるパルス通電方式センサー電子回路を既に開発しているので、高感度・高速応答・低消費電力形のマイクロ加速度形センサーによる携帯の容易な脳機図センサーを実現することができた。

【0021】脳機図は、脳電図と補完し合って、癲癇や脳腫瘍などの脳疾患の診断に有効であるとともに、過去の悲しい思い出や明るい未来への希求など心の動揺や興奮による精神的緊張や躍動、弛緩（眠気）などの精神状態を反映することから、ウソ発見器や自動車運転の居眠り検出による交通事故の防止システム、心理療法などへの種々の応用が考えられる。

【0022】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態について詳細に説明する。

【0023】図1は本発明の第1実施例を示すSI効果加速度形センサーのヘッドの概観図、図2はそのSI効果加速度形センサーの回路図、図3はそのSI効果加速度形センサーのヘッドの被験者への取付け状態を示す模式図である。

【0024】これらの図に示すように、1は固定片、2はその固定片1に固定される厚さ0.1mm、幅3mm、長さ8mmのガラス基板であり、このガラス基板2に、幅約100μm、長さ5mmの直線溝3をダイヤモンドカッターで形成し、この直線溝3内に20μm径、長さ4mmのCoSiBアモルファス負磁歪ワイヤ4を埋め、セラミクスボンド5で接着した。ガラス基板2の先端には0.1グラムの慣性質量6を固定し、他端部の固定片1を被験者Aの頭部皮膚に両面テープ7で接着させた。ヘッドの全重量は0.3グラムである。10はSI効果加速度形センサーを示している。

【0025】図2に示すように、センサーヘッドを組み込んだ加速度形センサー10の回路は以下のように構成されている。

【0026】6個のCMOSインバータを内蔵するICチップを用い2個のインバータQ₁とQ₂と抵抗R、コンデンサCによりマルチバイブレータ発振回路11を構成する。その出力電圧を抵抗R₀、コンデンサC₀からなる微分回路12によりパルス電圧に変換し、インバータQ₃（13）によって整形・増幅してアモルファスワイヤ(SIエレメント)14に通電してSI効果を発生させる。

【0027】アモルファスワイヤ14の誘起パルス電圧

10

20

30

40

50

は、ワイヤに印加される応力によってその高さが変化する
ので、パルス高さ変調 (PHM) 回路である。このパ
ルス電圧はショットキーバリアダイオードSBDを通し
て抵抗 R_1 、コンデンサ C_1 からなるピークホールド回
路15を通して直流電圧に変換されて、零点調整差動ア
ンプ16で加速度形センサー10の出力電圧に変換され
る。

【0028】図4は23才健康男性を安楽椅子に頭部を
固定して休ませ、図3に示すように眉間に図1のセンサ
ーヘッドを貼り付けて、脳活動に伴う皮膚の変位や振動
を測定した結果である。なお、図示しないが、センサー
ヘッドにはワイヤで接続される回路を有する部分を、例
えば被験者の耳などに装着することができる。

【0029】図4(a)は、閉瞼で安静状態にあり、約
5 Hzの微小振動に約0.2 Hzのアーチ形の波形が重
疊している。その変化幅は、約5 mG (Gal) であ
る。前者はマイクロバイブレーションであり、後者は今
回はじめて検出された波形である。このゆっくりした波
形は従来の加速度センサーでは検出されないものであ
り、皮膚の変形によりセンサーヘッドが傾斜したためと
考えられる。この安静時の波形は数人の被験者の場合
にも現れた。

【0030】図4(b)は、閉瞼で安静中に暗算(割り
算)をさせた場合であり、20秒間に数箇所、大きな
躍動的変化が現れた。暗算中に眼筋が緊張し眼球が動い
た可能性がある。

【0031】図4(c)は、安静後仮眠状態に入った場
合であり、5 Hz程度の微小振動のみが平坦に持続し
た。

【0032】図5は、34才女性の脳機図の測定結果で
ある。閉瞼で安楽椅子に休んだ状態である。

【0033】図5(a)は、安静状態であり、約0.3
Hzの波が現れている。図5(b)は、過去の悲しい出
来事を思い出している場合であり、約2 Galの大きな
山が現れ、跳躍的で階段状に減少した。小さなパルス状
波形も多数現れた。悲しい思い出に眼筋が緊張し、眉間
の皮膚も動いたようである。

【0034】図5(c)は、明るい楽しい未来を思い描
いた場合であり、安静時の約0.3 Hzの波が躍動的に
現れた。明るい未来の想像と安静状態は共通した感情と
考えられる。

【0035】図5(d)は、与えられた仕事を期日まで
に遂行する焦燥感を感じている場合であり、積極的な緊
張を感じて眼筋が緊張したものと考えられる。

【0036】図5(a)～図5(d)の波形はマイクロ
バイブレーションも含んでいるが、微小であるため判別
し難い。

【0037】これらの測定波形は、閉瞼安楽状態であり
外見は同一であるが、明確に脳の活動状態を区別して表
示しており、本発明のS I効果による高感度センサー

は、マイクロバイブレーション(5～15 Hz)は加速
度として検出し、1 Hz以下の大きなゆっくりした波形
は皮膚の変形に伴ってセンサーヘッドが傾斜し、S I効
果が変化して検出するので、脳機図の測定に適し、心理
の情動も測定できることが分かった。

【0038】このことから、本センサーを加速度センサ
ーと呼ばず加速度形センサーと呼んでいる。

【0039】なお、被験者に閉瞼で瞬きをするように指
示したところ、躍動的なパルス状の波形が現れた。した
がって、脳機図の発生原因に眼球制御筋が関与してい
ると考えられる。図4(b)に示すように、被験者は暗算
中に、閉瞼状態で割り算の演算の数字をイメージし、眼
筋を緊張させたようである。

【0040】図6は本発明の第2実施例を示すS I効果
加速度形センサーのヘッドの概観図、図7はそのS I効
果加速度形センサーの回路図である。

【0041】図6は、図1に示した加速度形センサーヘ
ッドのガラス基板2の両面に、それぞれ20 μ m径、5
mm長のアモルファス磁歪ワイヤ8、9を接着した構成
のセンサーヘッドの回路図である。そのアモルファス磁
歪ワイヤ8、9は30 μ m以下の極細径とし、人体頭部
に装着しやすいセンサーを構成することができる。

【0042】図7は図6に示した2本のアモルファスワ
イヤS I素子を差動させる加速度形センサー回路図であ
る。図2に示したCMOSマルチバイブレーション回路から
のパルス電流を2本のアモルファスワイヤに同時に通電
する。

【0043】センサーヘッドの基板2が応力によって彎
曲すると、2本のワイヤ8、9には互いに逆の応力が印
加されるので、2本のワイヤ8、9の誘起パルス電圧の
増減も互いに逆になる。そこで、2本のワイヤ8、9の
誘起パルス電圧のピークホールド電圧を差動アンプ20
に入力すると、この加速度形センサーの出力電圧は図2
に示した回路の2倍の感度になる。

【0044】また、この実施例によれば、平行形回路構
成のために、電源ラインから混入するコモンモードノイ
ズを相殺するので、より安定な回路動作を行うことがで
きる。

【0045】図8は、図6に示した加速度形センサ
ーを、図3に示すように24才健康男性の眉間に貼り付
け、開瞼状態の脳機図を測定した結果であり、図8
(a)は、安静状態で遠方を眼球を静止させてぼんやり
見た状態である。図8(b)は、市街地の自動車運転を
想定して、視線を素早く多数箇所に移動させた場合であ
るが、大きな階段状波形が現れており、眼筋と眼球の運
動による加速度が計測されたと考えられる。

【0046】なお、本発明は上記実施例に限定されるも
のではなく、本発明の趣旨に基づいて種々の変形が可能
であり、これらを本発明の範囲から排除するものではな
い。

【0047】

【発明の効果】以上、詳細に説明したように、本発明によれば、頭部皮膚にマイクロヘッドを簡単に固定し、脳活動に伴う微小振動および情感によって皮膚が変形して現れる波形を検出する、携帯性に富む脳機能センサーを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施例を示すS I 効果加速度形センサーのヘッドの概観拡大図である。

【図2】本発明の第1実施例を示すS I 効果加速度形センサーの回路図である。

【図3】本発明の第1実施例を示すS I 効果加速度形センサーのヘッドの被験者への取付け状態を示す模式図である。

【図4】本発明の第1実施例を示すS I 効果加速度形センサーを23才健康男性の眉間に貼り付け脳機能図を測定した脳活動に伴う加速度を測定した結果を示す図である。

【図5】本発明の第1実施例を示すS I 効果加速度形センサーを34才女性の眉間に貼り付け脳機能図の測定結果を示す図である。

【図6】本発明の第2実施例を示すS I 効果加速度形センサーのヘッドの概観拡大図である。

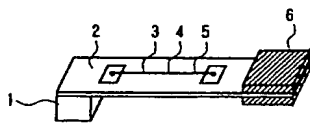
【図7】本発明の第2実施例を示すS I 効果加速度形センサーの回路図である。

【図8】本発明の第2実施例を示すS I 効果加速度形センサーを24才健康男性の眉間に貼り付け、開瞼状態の脳機能図を測定した結果を示す図である。

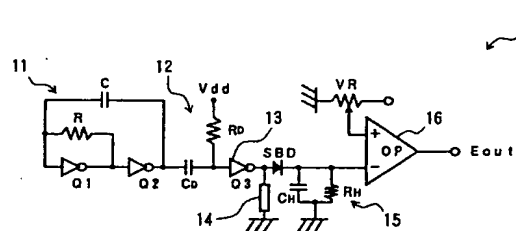
【符号の説明】

- 1 固定片
- 2 ガラス基板
- 3 直線溝
- 4 C o S i Bアモルファス負磁歪ワイヤ
- 5 セラミクスボンド
- 6 慣性質量
- 7 両面テープ
- 8, 9 アモルファス磁歪ワイヤ
- 10 加速度形センサー
- 11 マルチバイブレータ発振回路
- 12 微分回路
- 13 インバータQ₃
- 14 アモルファスワイヤ (S I エlement)
- 15 ピークホールド回路
- 16 零点調整差動アンプ
- 20 差動アンプ
- A 被験者

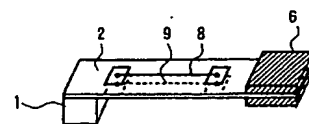
【図1】



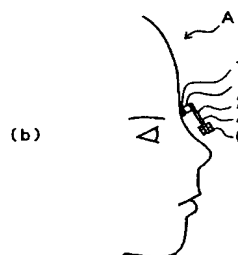
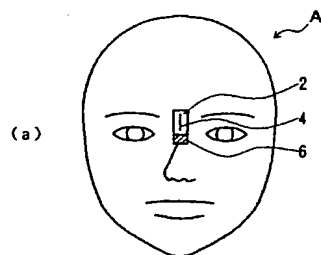
【図2】



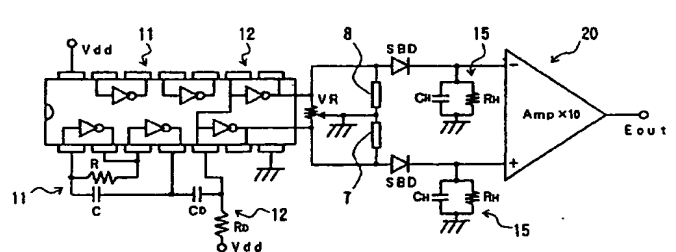
【図6】



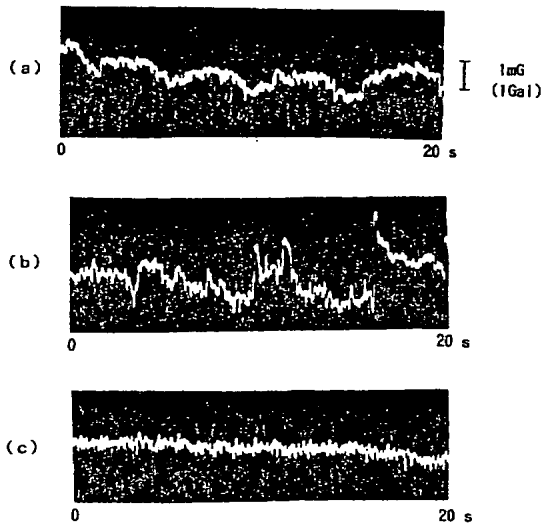
【図3】



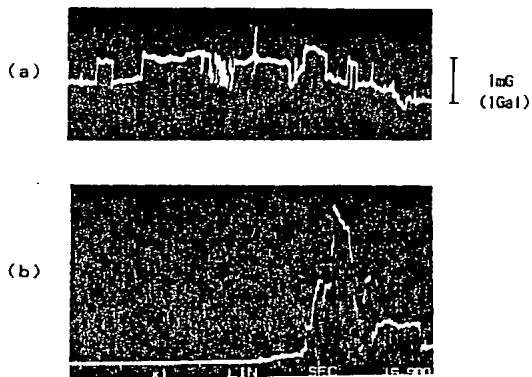
【図7】



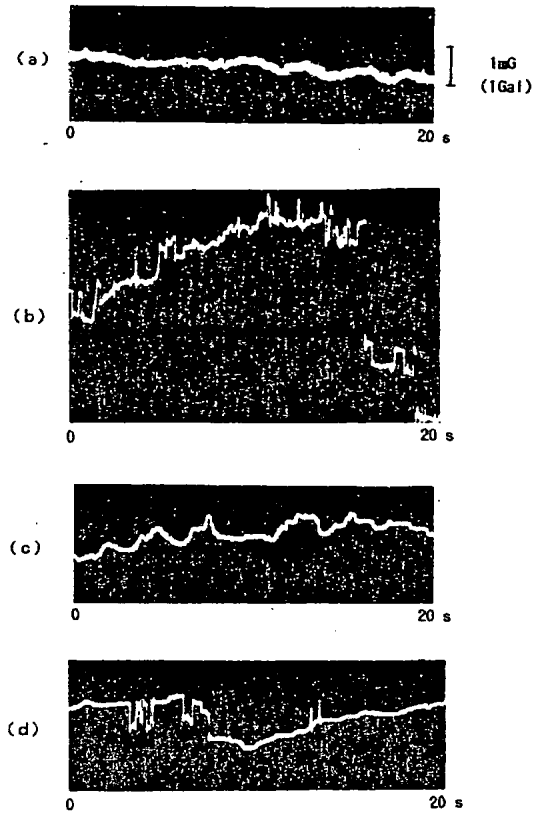
【図 4】



【図 8】



【図 5】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☒ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)